

УДК 577.344 + 612.014.481

О МЕХАНИЗМЕ ВЛИЯНИЯ ИЗЛУЧЕНИЯ ГАЗОРАЗРЯДНОЙ РТУТНОЙ УЛЬТРАФИОЛЕТОВОЙ ЛАМПЫ НА ТОЛЩИНУ ПРИМЕМБРАННОГО ВОДНОГО СЛОЯ ЭРИТРОЦИТОВ ЧЕЛОВЕКА

Б. Г. Емец¹, Е. Б. Алмазова²

¹ Харьковский национальный университет имени В. Н. Каразина, пл. Свободы, 4, Харьков, 61077, Украина

² Национальный технический университет "Харьковский политехнический институт",

ул. Фрунзе, 21, Харьков, 61002, Украина

Поступила в редакцию 27 ноября 2008 г.

Принята 18 декабря 2008 г.

Методом ядерного магнитного резонанса (спиновое эхо) измерены постоянные времени обмена молекул воды через мембраны эритроцитов, содержащихся в крови человека. На основании этих данных определена эффективная толщина перемешиваемого слоя воды, примыкающего к мембране эритроцита. Экспериментально определена величина уменьшения (на 25 %) эффективной толщины указанного слоя, вызванная фактом облучения крови светом газоразрядной ртутной ультрафиолетовой лампы в течение четырех минут. Выполнены измерения величины уменьшения эффективной толщины перемешиваемого слоя воды, обусловленные облучением индивидуальными линиями спектра газового разряда в парах ртути. Для обеспечения селективного облучения использовались комбинации стеклянных светофильтров с контролируемыми значениями коэффициента пропускания. Получено, что излучение каждой из линий ртути с длинами волн 312,6 нм; 365,0 нм; 404,7 нм; 435,8 нм и 577,0 нм (в течение четырех минут) обеспечивает уменьшение эффективной толщины примембранного водного слоя эритроцита в пределах 4 – 18 %. Полученные результаты объясняются наличием оптико-акустического преобразования энергии электромагнитных волн, происходящего при облучении жидкости. Такой вывод сделан в связи с наличием корреляции между величиной уменьшения эффективной толщины примембранного водного слоя эритроцитов, облученных волнами конкретной линии ртутного спектра, и коэффициентом эффективности оптико-акустического преобразования для этой линии. Это обстоятельство позволяет утверждать, что механизм взаимодействия излучения газоразрядной ртутной лампы с эритроцитами включает в себя следующую последовательность событий: 1) попадание электромагнитных волн в кровь; 2) оптико-акустическое преобразование, в результате чего в крови возбуждаются звуковые волны; 3) стимулирование упругими колебаниями роста размеров воздушных пузырьков, содержащихся в примембранном водном слое эритроцитов; 4) увеличение скорости перемещения воздушных пузырьков в гравитационном поле (скорость пропорциональна квадрату радиуса пузырька) и в температурном поле (скорость пропорциональна первой степени радиуса); 5) вызванное ростом размеров пузырьков увеличение их скорости, усиливает перемешивательную функцию пузырьков, обеспечивая, в определенной степени разрыхление примембранного водного слоя, т. е. уменьшение эффективной толщины указанного слоя.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: кровь, эритроциты, ультрафиолетовое облучение крови, газоразрядная ртутная лампа, мембрана, перемешиваемый примембранный водный слой.

Известно терапевтическое действие облученной ультрафиолетовыми волнами аутокрови на организм (АУФОК) [1-4]. Лечебный эффект реализуется на организменном уровне. Одна из наиболее распространенных версий, объясняющая положительное действие АУФОК, заключается в том, что облученные клетки крови, введенные в вену больному человеку, выполняют роль своеобразного раздражителя. В ответ на это организм мобилизует свои ресурсы, что и обеспечивает, в итоге, лечебный эффект [3-4]. В [5] получено, что у эритроцитов, облученных светом УФ лампы, уменьшается толщина перемешиваемого слоя воды, непосредственно примыкающего к клеточной мембране. Вполне возможно, что изменение параметров этого слоя, во многом определяющего режим функционирования эритроцита, заставляет организм человека воспринимать облученные клетки в качестве раздражителя. Поэтому актуальным является выяснение подробностей первичного механизма взаимодействия, т. е. выяснение последовательности событий, которые, начиная от акта попадания электромагнитного излучения УФ лампы на клетки крови, приводят наконец, к уменьшению эффективной толщины слоя воды, примыкающего к мембране эритроцита. Этому посвящено настоящее сообщение.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ МЕХАНИЗМА

Известно, что электромагнитная волна (свет), попадая в жидкую среду (например, в кровь), при определенных условиях возбуждает в ней звуковые колебания: реализуется оптико-акустический эффект. Покажем, что это обстоятельство, в конечном счете, приводит к уменьшению толщины примембранного водного слоя эритроцитов.

Сначала рассмотрим простейший случай, когда электромагнитная волна взаимодействует с однородной изотропной прозрачной диэлектрической средой, не учитывая дисперсию показателя преломления. Объемная плотность сил, действующих на диэлектрическую среду в переменном электромагнитном поле имеет вид [6]

$$\mathbf{f} = -\nabla p - \nabla \varepsilon \langle \mathbf{E}^2 \rangle (8\pi)^{-1} - \nabla \mu \langle \mathbf{H}^2 \rangle (8\pi)^{-1} + \nabla [(\rho \partial \varepsilon / \partial \rho)_T \langle \mathbf{E}^2 \rangle (8\pi)^{-1} + (\rho \partial \mu / \partial \rho)_T \langle \mathbf{H}^2 \rangle (8\pi)^{-1}] + (\varepsilon \mu - 1) (4\pi c)^{-1} \partial (\langle [\mathbf{E}, \mathbf{H}] \rangle) / \partial t. \quad (1)$$

Здесь p - давление в среде (при данной плотности ρ и температуре T) в отсутствие электромагнитного поля; ε и μ - диэлектрическая и магнитная проницаемости, соответственно; c - скорость света. Угловые скобки означают усреднение по интервалу времени, много большему периода электромагнитной волны, но гораздо меньшему характерного времени изменения интенсивности света. Ввиду однородности среды слагаемые, содержащие $\nabla \varepsilon$ и $\nabla \mu$ могут быть удалены. Заметим также, что поскольку среда немагнитная ($\mu = 1$), то магнитострикционными эффектами можно пренебречь. Последнее в (1) слагаемое, называемое силой Абрагама (f_A) имеет направление \mathbf{n} вектора Умова-Пойнтинга электромагнитной волны:

$$f_A = (\varepsilon \mu - 1) (4\pi c)^{-1} \partial (\langle [\mathbf{E}, \mathbf{H}] \rangle) / \partial t = (\varepsilon \mu - 1) \cdot c^{-2} \cdot \partial I / \partial t \cdot \mathbf{n}, \quad (2)$$

где I - интенсивность электромагнитного излучения.

Выразим $\langle \mathbf{E}^2 \rangle$ через интенсивность I и введем показатель преломления $n = \varepsilon^{1/2}$. Тогда выражение для электрострикционной силы можно записать в виде

$$f_{cmp} = \nabla [(\rho \partial \varepsilon / \partial \rho)_T \langle \mathbf{E}^2 \rangle] (8\pi)^{-1} = \nabla [c^{-1} (\rho \partial n / \partial \rho)_T \cdot I] = \rho / c \cdot (\partial n / \partial \rho)_T \cdot \nabla I. \quad (3)$$

Итак, выражение (1) принимает вид

$$\mathbf{f} = -\nabla p + \rho / c \cdot (\partial n / \partial \rho)_T \cdot \nabla I + (\varepsilon \mu - 1) \cdot c^{-2} \cdot \partial I / \partial t \cdot \mathbf{n} = -\nabla p + f_{cmp} + f_A. \quad (4)$$

Здесь величина $p = p(\rho, T)$ имеет смысл давления в среде в отсутствии электромагнитного поля. Для того, чтобы в среде возбудить звук, необходимо иметь не само давление, а его отклонение от равновесного значения, так как величина p стоит под знаком градиента. Именно зависимость p от температуры отвечает за возбуждение звука при тепловом действии света. Следуя [7], выражение для приращения давления p' может быть представлено в виде

$$p' = p - p(\rho_0, T_0) = c_{3g}^2 \rho' + c_{3g}^2 \rho_0 \beta T'. \quad (5)$$

Здесь ρ_0 - равновесная плотность среды; $\rho' = (\rho - \rho_0)$ - приращение плотности; c_{3g} - скорость звука в среде; $T' = (T - T_0)$ - приращение температуры; $\beta = -\rho^{-1} (\partial \rho / \partial T)_p$ - температурный коэффициент объемного расширения среды. Второе слагаемое в (5), описывающее изменение давления с изменением температуры, отвечает за тепловой (термооптический) механизм светового возбуждения звука.

Изменение температуры среды определяется уравнением теплопроводности

$$\rho_0 c_p \partial T' / \partial t = \kappa \Delta T' - c / 4\pi \cdot \text{div} \langle [\mathbf{E}, \mathbf{H}] \rangle = \kappa \Delta T' - (\mathbf{n}, \nabla) I. \quad (6)$$

Здесь c_p - теплоемкость среды при постоянном давлении, κ - коэффициент теплопроводности.

На частотах ω прерывания (модуляции) световой электромагнитной волны, при которых выполняется условие $\omega > \alpha^2 \kappa / (\rho_0 c_p)$, длина диффузии теплоты меньше размеров области тепловыделения (α - коэффициент поглощения света); следовательно, влиянием теплопроводности на процесс возбуждения звука можно пренебречь.

В [8] выполнено сравнение эффективностей термооптического и стрикционного механизмов возбуждения звука. Амплитуду колебаний давления, обусловленного тепловым механизмом, можно оценить как

$$p'_T \sim (\beta c_{3g}^2 / c_p) \alpha I / \omega, \quad (7)$$

(поскольку $(\mathbf{n}, \nabla) I \sim \alpha I$). Стрикционное давление, в соответствии с (3), равно $p'_{cmp} \sim \rho c^{-1} (\partial n / \partial \rho)_T I$.

Поэтому амплитуда колебаний давления, обусловленного тепловым механизмом, относится к амплитуде колебаний стрикционного давления, как

$$p_{\text{термо}}' / p_{\text{стр}}' \sim \alpha c / (\omega \rho) \cdot [(\partial n / \partial \rho)_T]^{-1} \cdot (\beta c_{36}^2 / c_p). \quad (8)$$

Произведение $\beta c_{36}^2 / c_p$ определяет уровень эффективности теплового механизма возбуждения звука. Оно связано с параметром Грюнайзена и характеризует долю теплоты, переходящей в механическую работу. В [8] приведены значения этого параметра для некоторых сред, см. таблицу 1.

Таблица 1

Параметр эффективности теплового механизма возбуждения звука для некоторых веществ

Вещество	воздух (газ)	жидкая вода	твердый кварц
Параметр $\beta c_{36}^2 / c_p$	0,42	0,11	0,03

Оптическую генерацию звука в газах впервые наблюдали Белл [9], Рентген [10] и Тиндаль [11] в 1880-1881 г.г. Для этого они использовали прерывистый свет. Лишь в 1958 году оптико-акустический эффект сумел обнаружить Гросс с сотрудниками в жидкостях [12] и в твердых телах [13]. Задержка на 78 лет неудивительна, трудность обнаружения из-за того, что величина эффекта в конденсированных средах, приведенных в таблице 1, гораздо слабее, чем в газе: параметр термооптического возбуждения звука ($\beta c_{36}^2 / c_p$) в воде меньше, чем в воздухе в 4 раза, а в кварце в 13 раз меньше, чем в воздухе. Из оценки (7) следует, что тепловой механизм генерации звука доминирует над стрикционным на относительно низких частотах импульсного прерывания света, когда $\omega \ll \alpha c$. Действительно, Гросс в своих опытах получил, что оптимальной является частота модуляции светового пучка 200 Гц.

С целью лечебного ультрафиолетового облучения крови обычно используются ртутные газоразрядные лампы. Для их питания применяют постоянное напряжение от выпрямителя. Однако, следует заметить, что переменная частота от сети электроснабжения все же «просачивается» на ламповые электроды. Поэтому световой поток газоразрядной лампы оказывается модулированным частотой 100 Гц (при использовании двухполупериодного выпрямления), следовательно, в облучаемой жидкости возбуждаются звуковые колебания.

Упругие колебания стимулируют рост размеров воздушных пузырьков, содержащихся в плазме крови. В известном приближении плазму можно представить как физиологический раствор, в котором взвешены форменные элементы крови. Кроме этого, в плазме, как и в воде присутствует не только растворенный воздух (его объемная доля V_D), но и воздух в свободном («пузырьковом») состоянии (его объемная доля V_F). Например, в дистиллированной воде, согласно [14] при комнатной температуре (20 °C) объемная доля растворенного воздуха $V_D = 1,83 \cdot 10^{-2}$, а объемная доля «пузырькового» воздуха составляет $V_F = 5,8 \cdot 10^{-8}$. Акустическое поле в жидкости обеспечивает возбуждение механических колебаний пузырьков, взвешенных в жидкости. Наиболее эффективно колеблются те пузырьки, чьи резонансные частоты (обусловленные их размерами) совпадают с основной частотой звука. Согласно [15], резонансная частота пузырька в случае слабых колебаний, определяется из соотношения

$$f_0 = (2 \pi R)^{-1} \cdot [3 \gamma \rho^{-1} (P_h + 2 \sigma / R)]^{1/2}, \quad (9)$$

где P_h - гидростатическое давление в жидкости; γ - отношение удельных теплоемкостей c_p / c_v газа; σ - коэффициент поверхностного натяжения на границе газа и жидкости; ρ - плотность жидкости. В водном растворе существуют пузырьки разных радиусов; имеет место вполне определенное распределение пузырьков по размерам. Среди них всегда найдутся такие, которые будут попадать в резонанс с частотой колебаний среды. Эти пузырьки будут наиболее эффективно пульсировать, тем самым распространяя упругие колебания в объеме жидкости. Другие «нерезонансные» пузырьки, находясь в поле упругих колебаний, тоже пульсируют. При этом пузырьки, собственная частота f_0 которых больше частоты колебаний в среде, пульсируют с периодом, близким к периоду этих внешних колебаний, тогда как пузырьки, f_0 которых меньше частоты указанных колебаний, пульсируют с более продолжительным периодом, примерно равным собственному. Пульсирующие пузырьки эффективно увеличивают свои размеры, например, в [16] сообщается, что при воздействии акустического поля (частота – 15 кГц; амплитуда – 1,75 атмосфер) воздушный пузырек с исходным радиусом 10^{-6} м (меньше «резонансного» значения) увеличивается в воде в 100 раз за время, порядка всего лишь трех периодов ультразвука, т. е. за 32 микросекунды. Сказанное означает, что и в течение одного лишь первого периода действия ультразвуковой волны пузырек успевает ощутимо вырасти. Причина роста пузырьков в акустическом

поле становится ясной, если рассмотреть выражение, описывающее диффузионный поток (J_D) газовых молекул из матричной жидкости в пузырек радиуса R (закон Фика):

$$J_D = D (C_\infty - C_R) S_R d^{-1} \quad (10)$$

Здесь D – коэффициент диффузии газовых молекул; S_R – поверхность пузырька ($S_R = 4\pi R^2$); C_R – концентрация газовых молекул непосредственно вблизи поверхности пузырька; C_∞ – концентрация растворенного газа вдали от пузырька; d – толщина пограничного (припузырькового) слоя жидкости. В отсутствие упругих колебаний газ, содержащийся в пузырьке, находится в равновесии с газом, растворенным в матричной жидкости. При наложении на воду переменного давления раствор газа в ней становится (согласно закону Генри) ненасыщенным в полупериод сжатия и пересыщенным в полупериод расширения. Из-за этого, согласно выражению (10), в полупериод сжатия газ диффундирует из пузырька в раствор (в воду), а в полупериод расширения – из раствора в пузырек. Диффузионное движение молекул газа в пузырек и из пузырька осуществляется через различающиеся по размерам сферические поверхности раздела «пузырек – матричная жидкость». Действительно, в полупериод сжатия поверхность пузырька ($S_R = 4\pi R^2$) меньше, чем в полупериод расширения; поэтому средний за период поток газа не равен нулю и направлен в пузырек; этот поток обычно называют выпрямленным (односторонним) диффузионным потоком, а само явление – выпрямленной диффузией [17]. В примембранном пограничном слое воды всегда присутствуют мельчайшие пузырьки. В температурном поле они перемещаются по направлению к «теплому полюсу» со скоростью, пропорциональной первой степени их радиуса, а в гравитационном поле они всплывают со скоростью, пропорциональной квадрату радиуса. Следовательно, пузырьки являются своеобразными миниатюрными перемешивателями примембранных слоев воды; они разрыхляют эти слои. В результате эффективная толщина такого слоя (определяемого по величине фактического переноса вещества путем диффузии через слой) оказывается меньше, чем его геометрическая толщина. С увеличением радиуса пузырьков, их перемешивательное, разрыхляющее влияние проявляется сильнее, из-за этого эффективная толщина примембранного слоя становится еще меньше [18]. Таким образом, влияние электромагнитного облучения на биологическую клетку осуществляется по двухступенчатому механизму – вначале происходит оптико-акустическое преобразование, стимулирующее рост размеров воздушных пузырьков в примембранном слое воды, затем выросшие пузырьки-перемешиватели обеспечивают уменьшение эффективной толщины указанного слоя, что обеспечивает увеличение потока молекул и ионов в клетку (и из клетки), стимулирует ускорение обменных процессов в системе «клетка – межклеточная среда». Эти изменения режима функционирования клетки и являются ее «ответом» на электромагнитное воздействие.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Образец человеческой донорской крови объемом 0,6 см³ помещался в стеклянную прямоугольную кювету; толщина слоя крови на дне кюветы – 1,1 мм.

Облучение производилось сверху. В качестве источника света использовалась газоразрядная ртутная лампа типа ВМТ. Эта лампа излучает на следующих основных спектральных линиях, возникающих при газовом разряде в парах ртути: $\lambda_1 = 253,7$ нм (лучистый поток (ЛП) – 100 относительных единиц); $\lambda_2 = 312,6$ нм (ЛП – 1, 81 отн. ед.); $\lambda_3 = 365,0$ нм (ЛП – 1, 32 отн. ед.); $\lambda_4 = 404,7$ нм (ЛП – 1, 33 отн. ед.); $\lambda_5 = 435,8$ нм (ЛП – 4, 14 отн. ед.); $\lambda_6 = 577,0$ нм (ЛП – 0, 62 отн. ед.).

В выполненных нами опытах свет от газоразрядной ртутной ультрафиолетовой лампы, прежде чем попасть в кровь, проходил через стандартные селективные светофильтры [19]; их комбинации специально подбирались так, чтобы реализуемые полосы пропускания соответствовали указанным выше спектральным линиям (см. табл. 2).

Таблица 2
Параметры комбинаций стандартных светофильтров

Комбинация светофильтров	ЖС-3 и УФС-2	БС-5 и УФС-6	ЖС-10 и ПС-13	ЖС-11 и СС-15	ЗС-7 и ОС-13
Длина волны максимума пропускания λ_{\max} , нм	312	363	397	436	574
Пропускание на λ_{\max} , %	17	46	34	44	49

Реакция эритроцитов на облучение оценивалась по изменению толщины пограничного диффузионного водного слоя δ . Его определение велось путем подстановки в рабочую формулу (11) значения постоянной времени (τ) процесса переноса молекул воды через плазматическую мембрану.

Постоянная времени τ определялась с помощью релаксометра ядерного магнитного резонанса (ЯМР) [20] по методике “парамагнитного допинга” [21]. Параметр τ является постоянной времени диффузионного обмена через эритроцитарную мембрану молекул воды, содержащихся в межклеточной среде и молекул воды, содержащихся в эритроците. Для проведения измерений ампула с облученной кровью помещается в рабочую ячейку ЯМР-релаксометра; его рабочая частота – 15,9 МГц. Методика “парамагнитного допинга” позволяет определить значение времени τ , усредненное по всем нативным эритроцитам, находящимся в ампуле.

Рабочая формула (11) получена, следуя [22], где показано, что постоянная времени диффузионного трансмембранного переноса $\tau = V / (P \cdot S)$, где V – объем клетки (резервуара), образованный проницаемой мембраной площадью S , а P – проницаемость мембраны для диффундирующего вещества. Если теперь принять во внимание наличие двух гидродинамически неподвижных (диффузионных) слоев воды, примыкающих с обеих сторон к липидной мембране, то сопротивление потоку диффузии (величина, обратная проницаемости P) всей трехслойной системы $P^{-1} = P_{IM}^{-1} + P_M^{-1} + P_{MII}^{-1}$. Здесь P_M – проницаемость собственно липидной мембраны; P_{IM} – проницаемость первого (по направлению диффузионного переноса) пограничного слоя воды; P_{MII} – проницаемость второго (по направлению диффузионного переноса) пограничного слоя воды. Отметим, что сопротивления потоку примембранных неперемешиваемых слоев пропорциональны толщинам δ_1 и δ_2 этих слоев. Действительно, согласно вышеприведенному определению проницаемости: $P_{IM}^{-1} + P_{MII}^{-1} = (\delta_1 + \delta_2) / D_w$, где D_w – коэффициент диффузии молекул транспортируемого вещества в воде. Если принять приближение, что толщины этих примембранных слоев одинаковы, т. е. $\delta_1 = \delta_2 = \delta$, имеем $P_{IM}^{-1} + P_{MII}^{-1} = 2 \delta / D_w$. Следовательно, с учетом того, что $P_M = D_m L^{-1}$, получаем выражение для удвоенной толщины диффузионного примембранного слоя $2 \delta = D_w (P^{-1} - L / D_m)$. Здесь D_m – коэффициент диффузии молекул вещества через липидный бислой мембраны толщиной L . Согласно [22], коэффициенты D_m и D_w практически не отличаются друг от друга ($D_m \approx D_w$). Поэтому $2 \delta = D_w P^{-1} - L$. Поскольку, как указано в [22], толщина липидного бислоя мембраны $L \approx 5 \cdot 10^{-9}$ м, то она составляет чрезвычайно малую долю общей толщины системы «мембрана плюс удвоенный примембранный диффузионный слой воды», конкретно, $\sim 0,01$ %. Это означает, что, практически все время, необходимое для реализации переноса частицы из межклеточной среды в клетку (или в обратном направлении) тратится частицей на преодоление водного диффузионного пограничного слоя; иными словами, именно этот примембранный слой является основным препятствием на пути частицы внутрь (или из) клетки. Учитывая это обстоятельство, а также то, что относительная погрешность измерения общей толщины системы ($2\delta + L$) составляет $\sim 1,2$ %, т. е. гораздо больше, чем та доля вклада ($0,01$ %), которую составляет величина L , можно записать:

$$\delta_D = 0,5 D_w P^{-1} = 0,5 D_w S \tau / V. \quad (11)$$

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Нами выполнены ЯМР-измерения, в результате которых определена постоянная времени диффузионного водного обмена через мембраны эритроцитов $\tau = (11,0 \pm 0,1) \cdot 10^{-3}$ с. Подставив это значение в (11), а также считая в соответствии с [23], что объем эритроцита $V = 8,7 \cdot 10^{-17}$ м³, площадь его поверхности $S = 1,63 \cdot 10^{-10}$ м², приняв для воды при 25 °С [24] $D_w = 2,5 \cdot 10^{-5}$ см² / с, имеем проницаемость $P = (4,85 \pm 0,05) \cdot 10^{-5}$ см / с, толщину неперемешиваемого пограничного водного слоя $\delta = (2,57 \pm 0,06) \cdot 10^{-5}$ м.

Мы провели четырехминутное облучение образца крови полным светом, излучаемым газоразрядной лампой ВМТ. Получено, что эффективная толщина примембранного водного слоя приняла значение $(1,93 \pm 0,06) \cdot 10^{-5}$ м, т. е. уменьшилась на 25 %. Усредненная по всей поверхности клетки толщина пограничного слоя жидкости во многом определяется размерами белковых включений, выступающих из липидного слоя, составляющих поверхностный рельеф клетки – гликокаликс. По данным [25], облучение газоразрядной УФ лампой вызывает деструкцию гликокаликса. Вполне возможно, одна из причин разрушения гликокаликса состоит в уменьшении (по сравнению с «нормой») толщины примембранного водного слоя по «пузырьковому» механизму. Для того, чтобы проверить высказанные нами соображения относительно оптико-акустического преобразования энергии излучения, вызывающего, в итоге рост размеров пузырьков (и, как следствие, уменьшение эффективной толщины примембранного водного слоя), мы выполнили селективное облучение образца крови отдельными линиями спектра ртутной лампы.

С целью реализации соответствующего эксперимента, для выделения конкретных спектральных линий излучения лампы мы применили, описанные в таблице 2, комбинации светофильтров.

Таблица 3

Изменение эффективной толщины примембранного водного слоя δ , вызванное селективным освещением крови отдельными спектральными линиями ртутной лампы в течение четырех минут

Длина волны излучения линии ртути (λ_{Hg})	Необлуч. образец	312,6 нм	365,0 нм	404,7 нм	435,8 нм	577,0 нм
Интенсивность ($I_{изл}$) линии ртути, <i>отн. ед.</i>		1,81	1,32	1,33	4,14	0,62
Комбинация светофильтров (СФ)		ЖС-3 и УФС-2	БС-5 и УФС-6	ЖС-10 и ПС-13	ЖС-11 и СС-15	ЗС-7 и ОС-13
Пропускание ($T_{СФ}$) комбинации СФ на волне (λ_{Hg})		0,17	0,46	0,34	0,44	0,49
Коэф-т поглощения (α) в воде на (λ_{Hg}), 10^3 м^{-1}		40	12	6	4	41
Теор.эфф-сть ОА преобр. ($K = I_{изл} \cdot T_{СФ} \cdot \alpha$), <i>отн. ед.</i>		12,3	7,3	2,7	7,3	12,4
Эффективная толщина водного слоя $\delta \cdot 10^5$, <i>м</i>	$2,57 \pm 0,06$	$2,10 \pm 0,06$	$2,29 \pm 0,06$	$2,46 \pm 0,06$	$2,44 \pm 0,06$	$2,11 \pm 0,06$
Приращение эф. толщины водн. слоя $\Delta\delta/\delta_{необл}$, %		- 18,3	- 10,9	- 4,3	- 5,0	- 17,9

Очевидно, во всех случаях селективного облучения толщина примембранного диффузионного слоя уменьшается.

Из соотношения (7) следует, что эффективность оптико-акустического преобразования пропорциональна произведению коэффициента поглощения α электромагнитной волны жидкой средой на интенсивность излучения I . В таблицу 3 внесены значения коэффициента поглощения α дистиллированной водой [26]. Очевидно, что величина теоретической оценки эффективности оптико-акустического преобразования, определенной с учетом пропускания конкретной комбинации светофильтров ($K = I_{изл} \cdot T_{СФ} \cdot \alpha$) для каждой из длин волн излучения линий ртути, неплохо коррелирует с величиной соответствующего уменьшения эффективной толщины примембранного водного слоя. Этот результат говорит в пользу высказанных выше соображений о том, что уменьшение эффективной толщины примембранного слоя воды осуществляется за счет роста размеров воздушных пузырьков, стимулированного упругими волнами, возникающими в крови при ее облучении светом газоразрядной лампы. Полной пропорциональности между величиной наблюдаемого эффекта и теоретически рассчитанным коэффициентом эффективности оптико-акустического преобразования трудно ожидать, по ряду причин, в числе которых можно назвать хотя бы то, что мы использовали значения α для дистиллированной воды, тогда как плазма крови представляет собой водный раствор NaCl.

ВЫВОДЫ

1. Показано, что селективное облучение различными индивидуальными спектральными линиями газоразрядной ртутной лампы образцов крови уменьшает эффективную толщину примембранного водного слоя эритроцитов.

2. Обнаружено, что величина уменьшения эффективной толщины примембранного водного слоя эритроцитов, облученных волнами конкретной линии ртутного спектра, пропорциональна величине эффективности оптико-акустического преобразования для этой линии. Это обстоятельство позволяет утверждать, что механизм взаимодействия излучения газоразрядной ртутной лампы с эритроцитами включает в себя следующую последовательность событий: 1) попадание электромагнитных волн в кровь; 2) оптико-акустическое преобразование, в результате чего в крови возбуждаются звуковые волны; 3) стимулирование упругими колебаниями роста размеров воздушных пузырьков, содержащихся в примембранном водном слое эритроцитов; 4) увеличение скорости перемещения воздушных пузырьков в гравитационном поле (пропорционально квадрату радиуса пузырька) и в температурном поле (пропорционально первой степени радиуса); 5) вызванное ростом размеров пузырьков увеличение их скорости, усиливает перемешивательную функцию пузырьков, обеспечивая, в определенной степени разрыхление примембранного водного слоя, т. е. уменьшение эффективной толщины указанного слоя.

3. Уменьшение эффективной толщины примембранного водного слоя изменяет скорость обменных процессов в системе «клетка - межклеточная среда», тем самым изменяя режим функционирования клетки. Измененный режим функционирования клетки является биологическим ответом на факт облучения газоразрядной ртутной ультрафиолетовой лампой. Поэтому, попадая в русло крови человека,

эритроциты с измененным режимом функционирования, представляют собой своеобразные сигналы–раздражители, заставляющие организм мобилизовать свои ресурсы для борьбы с патологией.

Авторы благодарят В.А. Бондаренко и Е.Э. Перского за полезные обсуждения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Лукьянова Н.И. , Худенский Ю.К. , Чернов Е.М. , Стасенко Е.Д. Профилактика рецидивов и повторных инфарктов миокарда применением ультрафиолетовой крови // Профилактика заболеваний внутренних органов и диспансеризация больных. Тезисы докл. пленума правл. Всес. о-ва терапевтов. Харьков. – 1978. – С. 75-76.
2. Поташов Л.В. , Кругликова О.Ф. , Никитин Г.В. , Чеминава Р.В. Ультрафиолетовое облучение аутокрови в условиях эксперимента // Фотобиология животной клетки. Ленинград. – Наука, 1979. – С. 223-228.
3. Самойлова К. А. , Дуткевич И. Г. Фотобиологические процессы в клетках и плазме крови и их роль в лечебно – оздоровительном действии УФ излучения // Механизмы влияния облученной ультрафиолетовыми лучами крови на организм человека и животных. Ленинград. Наука, 1986. С. 154-177.
4. Сафронов В. В. , Воеводин Д. А. Механизм влияния ультрафиолетового облучения крови на организм в эксперименте // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 1992. № 2. С. 145.
5. Алмазова Е.Б. , Бондаренко В.А. , Емец Б.Г. , Перский Е.Э. Влияние ультрафиолетового излучения на эффективную толщину неперемешиваемого слоя воды, примыкающего к мембране эритроцита // Фотобиология и фотомедицина. – 2000. - . 3, № 3-4. – С. 115-119.
6. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Электродинамика сплошных сред. – М.: Наука, 1982. – 620 с.
7. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Гидродинамика. – М.: Наука, 1986. – 736 с.
8. Гусев В.Э. , Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика. – М. : Наука, 1991. – 304 с.
9. Bell A.G. Upon the production of sound by radiant energy // Amer. J. of Science. – 1880. – Vol. 20. P. - 305-312.
10. Roentgen W.C. On tones produced by the intermittent irradiation of a gas // Philos. Mag. – 1881. – Vol. 11, N 68. - P. 308-311.
11. Tyndall J. Action of an intermittent beam of radiant heat upon gaseous matter // Proc. Roy. Soc. London A. – 1881. – Vol. 31, N 208. – P. 307-316.
12. Гросс Е.Ф. , Аболиньш Я.Я. , Шултин А.А. О наблюдении оптико-акустического эффекта в жидкости // Журнал технической физики. – 1958. – Т. 28. – С. 832-836.
13. Гросс Е.Ф. , Аболиньш Я.Я. , Шултин А.А. Оптико-акустический эффект в кристаллах // Журнал технической физики. – 1958. – Т. 28. – С. 2255-2260.
14. Коган В.Б., Фридман В.М., Кафаров В.В. Справочник по растворимости / Под ред. В.В. Кафарова. – Том 1. – Книга 1. – М.-Л.: Изд-во АН СССР, 1961. – 960 с.
15. Гаврилов Л.Р. Содержание свободного газа в жидкостях и методы его измерения // Физические основы ультразвуковой технологии / Под ред. Л.Д. Розенберга. – М.: Наука, 1970. – С. 395-426.
16. Акуличев В.А. Пульсации кавитационных полостей // Мощные ультразвуковые поля / Под ред. Л.Д. Розенберга. – М.: Наука, 1968.- С. 129 – 166.
17. Hsieh D.G. , Plesset M.S. Theory of rectified diffusion of mass into gas bubbles // J. Acoust. Soc. Amer. – 1961. – Vol. 33, № 2. – P. 206 - 215.
18. Емец Б.Г. Двухступенчатый механизм влияния низкоинтенсивных электромагнитных волн на биологические клетки // Вісник Харківського національного університету. - № 570. Радіофізика та електроніка. – 2002. – Вип. 2. – С. 298-301.
19. Государственный стандарт Союза ССР. Стекло цветное оптическое. ГОСТ 9411-66. Издание официальное. М.: Госкомитет стандартов СМ СССР, 1972. - 55 с.
20. Абрагам А. Ядерный магнетизм. М.: Изд. ин. лит. , 1963. 551 с.
21. Conlon T. , Outhred R. Water diffusion permeability of erythrocytes using an NMR – technique // Biochem. and Biophys. Acta. 1972. V. 282. No 2. P. - 354-361.
22. Котык А. , Яначек К. Мембранный транспорт. М.: Мир, 1980.- 338 с.
23. Воробьев А. И. , Бриллиант М. Л. , Андреева Н. Е. и др. Руководство по гематологии. Т. 1. М.: Медицина, 1985. - 448 с.
24. Таблицы физических величин. Справочник. (Под ред. Кикоина И. К.) М.: Атомиздат, 1976. - 1008 с.
25. Арцишевская Р. А. , Самойлова К. А. Функциональные и структурные изменения поверхности эритроцитов человека после облучения УФ лучами разной длины волны // Цитология. 1983. Т. 25. № 12. С. 1387-1392.
26. Шифрин К.С. Введение в оптику океана. – Ленинград: Гидрометеиздат, 1983. – 278 с.